



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 43 03 882 A 1**

⑤① Int. Cl. 5:
A 61 B 17/39
A 61 B 17/32
A 61 L 31/00

②① Aktenzeichen: P 43 03 882.4
②② Anmeldetag: 10. 2. 93
④③ Offenlegungstag: 18. 8. 94

DE 43 03 882 A 1

⑦① Anmelder:
Kernforschungszentrum Karlsruhe GmbH, 76133
Karlsruhe, DE

⑦② Erfinder:
Trapp, Rainer, 7523 Graben-Neudorf, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Kombinationsinstrument zum Trennen und Koagulieren für die minimal invasive Chirurgie

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein chirurgisches Kombinationsinstrument, bei dem der Antrieb für eine Teilfunktion des Instrumentes, bei der nur zwei Endstellungen eingenommen werden müssen, teilweise aus Bauteilen besteht, die ausgewählte Formgedächtnis-Legierungen sind. Der Formgedächtniseffekt wird durch indirektes Beheizen des entsprechenden Bauteils oder direkt durch einen elektrischen Strom durch das Bauteil bewirkt. Bei Abkühlung geht der Effekt in umgekehrter Richtung zurück.

DE 43 03 882 A 1

Die Erfindung betrifft ein Kombinationsinstrument zum Trennen und Koagulieren für die minimal invasive Chirurgie. Zwei Bewegungsfunktionen werden über separate Antriebe ausgeführt. Eine davon ist die direkt handgesteuerte zweier Maulteile zueinander. Die andere ist die Bewegung und Führung eines chirurgischen Messers zwischen diesen beiden Maulteilen.

Instrumente, mit denen mehrere chirurgische Handhabungen durchgeführt werden können, sind bekannt. Der Vorteil in der Handhabung ist letztlich aber nur dann zu sehen, wenn die Folge der Handgriffe des bedienenden Chirurgen übersichtlich bleibt und das Kombinationsinstrument von der Anwendung her Akzeptanz findet.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, Antriebsvorgänge an einem Kombinationsinstrument für die minimal invasive Chirurgie zu vereinfachen und den Bedienkomfort zu erhöhen.

Diese Aufgabe wird durch die in den unabhängigen Ansprüchen 1 und 3 gekennzeichneten Merkmale gelöst. Der Aufbau des Antriebs aus Formgedächtnismetall (Shape Memory Alloy=SMA) erlaubt es einen Antrieb zu erzeugen, der besonders einfach zu bedienen ist.

Die Unteransprüche geben weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der beiden neuen Formen der Antiebsrichtung für das chirurgische Messer wieder. Eine zusätzliche Funktion, nämlich die der Koagulation, läßt sich baulich besonders einfach im Fall des Antriebs für das Messer nach dem unabhängigen Anspruch 1 erfüllen, da dabei die beiden Zugdrähte aus Formgedächtnismetall gleichzeitig auch als Teil der notwendigen Hochfrequenzübertragungsstrecke dienen.

Um definierte elektrische Verhältnisse während einer Operation zu haben, ist es weiter von Vorteil, wenn Stromableitungen über den Körper eines Patienten vermieden werden können. Hierzu ist die Oberfläche des Kombinationsinstrumentes aus einem gewebeverträglichen, elektrisch nicht leitenden Material.

Die Volumenänderung der Teile aus der Formgedächtnislegierung bei ausreichender Wärmeeinwirkung bringt einen weiteren Vorteil bei der Dampfsterilisation mit sich. Ist ein solches Instrument einem heißen Sterilisdampfbad hinreichend lange ausgesetzt, so wird durch den Formgedächtniseffekt das chirurgische Messer selbsttätig aus dem beweglichen Maulteil ausgefahren und wird dadurch der Sterilisierungsvorgang voll zugänglich. Bei Abkühlung wird das Messer wieder automatisch zurückgezogen bei Verwendung des SMA-Einweg-Effektes oder ohne Hilfsfedern bei Ausnutzung des SMA-Zweiweg-Effektes.

Die neue Antriebsart mit Bauelementen aus Formgedächtnismetall ist nicht auf die Führung eines chirurgischen Messers beschränkt. Genauso sind Antriebsvarianten der vorgestellten beiden Prinzipien für andere Bewegungsfunktionen zum Bedienen von Instrumenten, wie Schere, Hakenelektrode, Zange, Pinzette, Nadel-elektrode, damit konstruierbar, um nur einige Einfachinstrumente zu nennen, bei denen eine Hubbewegung zum Betreiben ausgenutzt werden kann.

Die Erfindung wird nachstehend anhand des in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels erläutert.

Es zeigt

Fig. 1 die Kombinationszange mit integriertem Antrieb für das chirurgische Messer;

Fig. 2 einen alternativen Antrieb für das chirurgische Messer.

Fig. 1 der Zeichnung zeigt den Kopf des Kombinationsinstruments, das hier eine Koagulationszange 1 mit senkrecht zur Instrumentenachse 5 abstehenden Maulteilen 3, 4 ist. Das feststehende Maulteil 3 weist einen axial durchgehenden Schlitz 6 auf. Es ist am Ende eines äußeren Antriebsrohres 7 starr aufgesetzt, das im Maulteilbereich halbzylinderförmig ist, um eine Zuführung der beiden Maulteile 3, 4 zu ermöglichen. In dem äußeren Antriebsrohr 7 gleitet ein weiteres Antriebsrohr 8, gestrichelt angedeutet, an dessen Ende das bewegliche Maulteil 4 ebenfalls starr aufgesetzt und gleichsinnig wie das feststehende Maulteil 3 ausgerichtet ist. Das Maulteil 4 ist mit einer vorgegebenen Tiefe wannenförmig ausgebildet.

In der Stirnseite 9, die dem feststehenden Maulteil 3 genau gegenübersteht, ist die Einrichtung 10 zum Koagulieren eingelassen. Für den Fall der bipolaren Koagulation ist genau gegenüberliegend im feststehenden Maulteil 3 ebenfalls eine solche Koagulationseinrichtung eingebaut. Die Hochfrequenzzuführung muß dann allerdings getrennt erfolgen, um die Beweglichkeit des beweglichen Maulteils 4 beizubehalten.

Das chirurgische Messer 11 kann völlig im Maulteil 4 versenkt werden oder aus ihm herausgefahren werden (gestrichelte Stellung). Zu diesem Zweck ist es ebenfalls starr am Ende der Schubstange 12 aufgesetzt, so daß es je nach Stellung der Maulteile 3, 4 in dem dazwischenliegenden Raum, gleich ausgerichtet wie die Maulteile 3, 4, axial hin und her bewegt werden kann. Bei nicht zu weit auseinandergefahrenen Maulteilen 3, 4, läßt sich das chirurgische Messer 11 durch den Schlitz 6 durch bzw. in ihn hinein führen, damit zwischen den Maulteilen 3, 4 liegendes Gewebe oder durch die Maulteile 3, 4 festgehaltenes Gewebe mit einer Axialbewegung des Messers 11 durchtrennt werden kann.

Für eine saubere, schwenkfreie Führung des Messers ist die Schubstange in zwei Lagern 13, 14 axial geführt. Die beiden Lager 13, 14 sind fest mit der Innenwand des zylindrischen Antriebsrohres 8 verbunden. Die Schubstange 12 endet mit ihrem nahen Ende an einer zylinderförmigen Scheibe 15. Diese Scheibe 15 füllt den Zylinderquerschnitt des inneren Antriebsrohres 8 aus, kann aber in ihm gleiten.

Auf der anderen Seite der Scheibe 15 ist in ihrem Mittelpunkt die Zugfeder 14 eingehängt, die selbst wiederum mit ihrem andern Ende an der weiteren zylindrischen Scheibe 16 eingehängt ist. Diese Scheibe 16 ist fest mit der Innenwand des inneren Antriebsrohres 8 verbunden. Das Messer 11 ist durch diesen Aufbau zunächst axial federnd gelagert.

Den Kern des Antriebs für das Messer 11 bilden zwei Drähte 17, 18, die von der axial gleitfähigen Scheibe 14 bis zum beweglichen Maulteil 4 beidseitig der Achse 2 und parallel zu ihr gespannt sind. Die beiden Drähte sind gleichartig. Sie sind aus einer ausgewählten Formgedächtnislegierung (SMA-Drähte). Prinzipiell ließe sich der Antrieb mit einem solchen Draht. Diese Form wäre allerdings mechanisch nicht sicher genug. Würde die sichere Führung betont werden, so wären drei, symmetrisch um die Achse angeordnete Drähte zu verwirklichen. Das aber ist ein Platz- und Aufwandproblem. Die Zuverlässigkeit des Antriebs mit zwei Drähten hat sich im Durchführungsbeispiel bestätigt.

Beide Drähte 17, 18 sind Bestandteil eines Stromkreises, der außerhalb der Koagulationszange 1 an eine Stromquelle angeschlossen ist. Über einen Schalter, der ebenfalls außerhalb der Koagulationszange liegt, kann der Stromkreis geschlossen oder geöffnet werden.

Bei der vorgegebenen Erwärmung, hier durch den durch die Drähte fließenden elektrischen Strom, bewirkt der Formgedächtniseffekt die Volumenänderung. Dies geht hier einher mit einer Kontraktion. Beim derartigen Aufbau des Antriebs im Innern des inneren Antriebsrohrs 4, wird so ein Herausfahren des chirurgischen Messers 11 aus dem beweglichen Maulteil 3 in Richtung feststehendes Maulteil 3 bewirkt. Da der Prozeß reversibel ist, geht die Volumenänderung beim Öffnen des Stromkreises und damit einhergehender Abkühlung wieder zurück, und das Messer 11 wird über die Stahl-Zugfeder 14 in die Ausgangslage zurückgezogen. Beim Einsatz eines Bauteils aus Formgedächtnismetall mit Zweiwege-Effekt könnte die Feder 14 sogar entfallen. Die Länge der Hubbewegung des Messers 11 ist abhängig von der Länge der beiden Drähte 17, 18 und kann über diese Vorgabe mit eingestellt werden.

Der Anschluß der Koagulationseinrichtung 10 an eine Hochfrequenzquelle außerhalb der Koagulationszange 1 kann direkt oder über die SMA-Drähte 17, 18 erfolgen.

Bei der letztgenannten Variante werden die Enden der am beweglichen Maulteil 4 verankerten Drähte 17, 18 vollends an die Koagulationseinrichtung 10 herangeführt. Die sichere gegenseitige Trennung der externen Strom- und Hochfrequenzquelle ist durch gängige schaltungstechnische Maßnahmen leicht einzurichten.

Eine andere Antriebsvariante für das chirurgische Messer 11 zeigt Fig. 2, und zwar den Antrieb alleine, der ebenfalls im Innern des Antriebsrohrs 8 untergebracht und gleichartig verankert werden kann, wie der Antrieb gemäß Fig. 2.

Der Antrieb ist als Hintereinanderschaltung zweier Federn 19, 20, die durch die im Antriebsrohr 8 gleitfähige Scheibe 15 voneinander getrennt sind, aufgebaut. Die eine Feder 19 besteht aus einer für die Aufgabe geeigneten Formgedächtnislegierung, die sich ab einer vorbestimmten Temperatur ausdehnt. Da diese Feder 19 und die herkömmliche Feder 20, die als Druckfeder 20 arbeitet, zwischen den beiden fest an der Innenwand des Antriebsrohrs 8 befestigten Scheiben 16, eingezwängt sind, wird die Feder 20 ab der o. e. erwähnten Schwelltemperatur stärker zusammengepreßt und die Schubstange 12 in Richtung feststehendes Maulteil 3 bewegt. Bei Umkehrung der Bewegung drückt die Druckfeder 20 die Schubstange 12 wieder zurück, so daß das Messer 11 wieder im beweglichen Maulteil versenkt ist.

Die Schubstange 12 ist fest mit der gleitfähigen Scheibe 15 verbunden. Die verankerte Scheibe 21 wirkt als axiales Gleitlager für die Schubstange 12. Dadurch führt die Schubstange 12, die nochmals entsprechend Fig. 1 in Richtung ihres anderen Endes, an dem das chirurgische Messer 11 angebracht ist, zwecks einer exakten axialen Führung gelagert ist, eine definierte Hubbewegung aus.

Die Ausdehnung der SMA-Feder 19 wird indirekt durch Beheizung oder direkt über einen vorbestimmten elektrischen Stromfluß durch sie hervorgerufen. Im letzteren Fall sind abruptere Hubbewegungen einleitbar, wobei das Schalten der dazu notwendigen, außerhalb liegenden Stromquelle über einen Pedalschalter zur Entlastung der Handgriffe des Chirurgen oder durch einen Schalter am Handhabungsteil der Koagulationszange 1 erfolgen kann. Die Koagulationseinrichtung 12 müßte für diese Antriebsvariante auf jeden Fall separat an die Hochfrequenzquelle geschaltet werden.

Das chirurgische Messer 11 nimmt gewissermaßen zwei Stellungen ein und muß von der einen in die andere Position ohne Innehalten auf einer Zwischenposition sicher wechseln. Hierfür ist ein Antrieb mit Bauelementen

aus Formgedächtnismetall sehr gut geeignet. Allgemein sind solche Bauteile dort vorzugsweise einsetzbar, wo ein Mechanismus zwischen zwei Endstellungen ohne Verweilen in einer Zwischenstellung hin und her bewegt werden soll.

Bezugszeichenliste

- 1 Kombinationsinstrument, Koagulationszange
- 2 Instrumentenachse
- 3 feststehendes Maulteil
- 4 bewegliches Maulteil
- 5 Instrumentenachse
- 6 Schlitz, Durchbruch
- 7 Antriebsrohr
- 8 Antriebsrohr
- 9 Stirnseite
- 10 Einrichtung, Koagulationseinrichtung
- 11 Messer
- 12 Schubstange
- 13 Scheibe
- 14 Zugfeder, Stahlzugfeder
- 15 Scheibe
- 16 Scheibe
- 17 Draht, Zugdraht, SMA-Draht
- 18 Draht, Zugdraht, SMA-Draht
- 19 Feder, SMA-Feder
- 20 Stahl-Druckfeder
- 21 Scheibe

Patentansprüche

1. Kombinationsinstrument zum Trennen und Koagulieren für die minimal invasive Chirurgie, bestehend aus einem am distalen Ende angebrachten feststehenden Maulteil mit einem schlitzförmigen Durchbruch darin und einem auf dieses über ein Antriebsrohr zu und wegbeweglichen Maulteil, in dem ein chirurgisches Messer versenkbar ist, das über einen einen Hub ausführenden Antrieb bei nahe beieinander stehenden Maulteilen aus dem beweglichen Maulteil heraus in den schlitzförmigen Durchbruch hinein und wieder daraus herausgeführt werden kann, dadurch gekennzeichnet, daß

- der Antrieb im Antriebsrohr (8) für das bewegliche Maulteil (4) verankert ist;
- der Antrieb aus einer Stahl-Zugfeder (14), einer entlang der Instrumentenachse (2) geführten Schubstange (12) und zwei Zugdrähten (17, 18) aus Formgedächtnismetall besteht;
- die Stahlzugfeder (14) mit ihrem einen Ende an einer fest mit dem Antriebsrohr (8) verbundenen Scheibe (16) verankert ist, ihr anderes Ende in einer im Antriebsrohr (8) axial beweglichen Scheibe (15) eingehängt ist, an der, zum beweglichen Maulteil (4) hingewandten Seite, die axial geführte Schubstange (12) ansetzt, die an ihrem distalen Ende das axial bewegliche chirurgische Messer (11) aufgesetzt hat, und die beiden Zugdrähte (17, 18) mit ihrem jeweils einen Ende an der beweglichen Scheibe (15) und mit ihrem jeweils anderen Ende am beweglichen Maulteil (4) verankert sind;
- die Zugdrähte (17, 18) den Teil eines elektrischen Stromkreises bilden, der an eine außerhalb liegende Stromquelle schaltbar ist.

2. Kombinationsinstrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in der zum feststehen-

den Maulteil (3) gerichteten Stirnseite (9) des beweglichen Maulteils (4) eine Einrichtung (10) zur Koagulation eingelassen ist, deren Hochfrequenzversorgung über die beiden am beweglichen Maulteil (4) verankerten Drähte (17, 18) erfolgt.

3. Kombinationsinstrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Rückstellung des Antriebs bei Abschaltung des Stromes durch die beiden Zugdrähte (17, 18) über die Stahl-Zugfeder (14) erfolgt.

4. Kombinationsinstrument zum Trennen und Koagulieren für die minimal invasive Chirurgie, bestehend aus einem am distalen Ende angebachten, feststehenden Maulteil (3) mit einem schlitzförmigen Durchbruch (6) darin und einem auf dieses über ein Antriebsrohr (8) zu und wegbeweglichen Maulteil, in dem ein chirurgisches Messer (11) versenkbar ist, das über einen einen Hub ausführenden Antrieb bei nahe beieinander stehenden Maulteilen (3, 4) aus dem beweglichen Maulteil (4) heraus in den schlitzförmigen Durchbruch (6) hinein und wieder daraus herausgeführt werden kann, dadurch gekennzeichnet, daß

— der Antrieb im Antriebsrohr (8) für das bewegliche Maulteil (4) verankert ist und aus einer Feder (19) aus einer Formgedächtnislegierung, einer Stahldruckfeder (20) und einer axial geführten Schubstange (12) besteht;

— die Feder (19) mit ihrem einen Ende an einer fest mit dem Antriebsrohr (8) verbundenen Scheibe (16) verankert ist, ihr anderes Ende gegen eine im Antriebsrohr (8) axial bewegliche Scheibe (15) drückt, an der auf der zum beweglichen Maulteil (4) hingerichteten Seite eine axial geführte Schubstange (12) ansetzt, die an ihrem distalen Ende das axial hin und her bewegliche chirurgische Messer aufgesetzt hat, und die Stahldruckfeder über die Schubstange (12) geführt ist, mit ihrem einen Ende gegen die bewegliche Scheibe (15) drückt und mit ihrem anderen Ende gegen eine fest mit dem Antriebsrohr (8) für das bewegliche Maulteil (4) verbundenen Scheibe (21) drückt;

— die Feder (19) Teil eines elektrischen Stromkreises ist, der von außerhalb des Instruments zu- und weggeschaltet werden kann.

5. Kombinationsinstrument nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Rückstellung des Antriebs bei Abschaltung des Stromes durch die Feder (19) über die Stahl-Druckfeder (20) erfolgt.

6. Kombinationsinstrument nach Anspruch 3 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Kombinationsinstrument (1) eine Oberfläche aus gewebeverträglichem und elektrisch nicht leitenden Material hat.

7. Kombinationsinstrument nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß bei Sterilisation des Kombinationsinstruments (1) in einem Dampfbad das chirurgische Messer (11) durch die Hitze des Dampfes ausgefahren wird und dadurch voll dem Sterilisierbad ausgesetzt ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

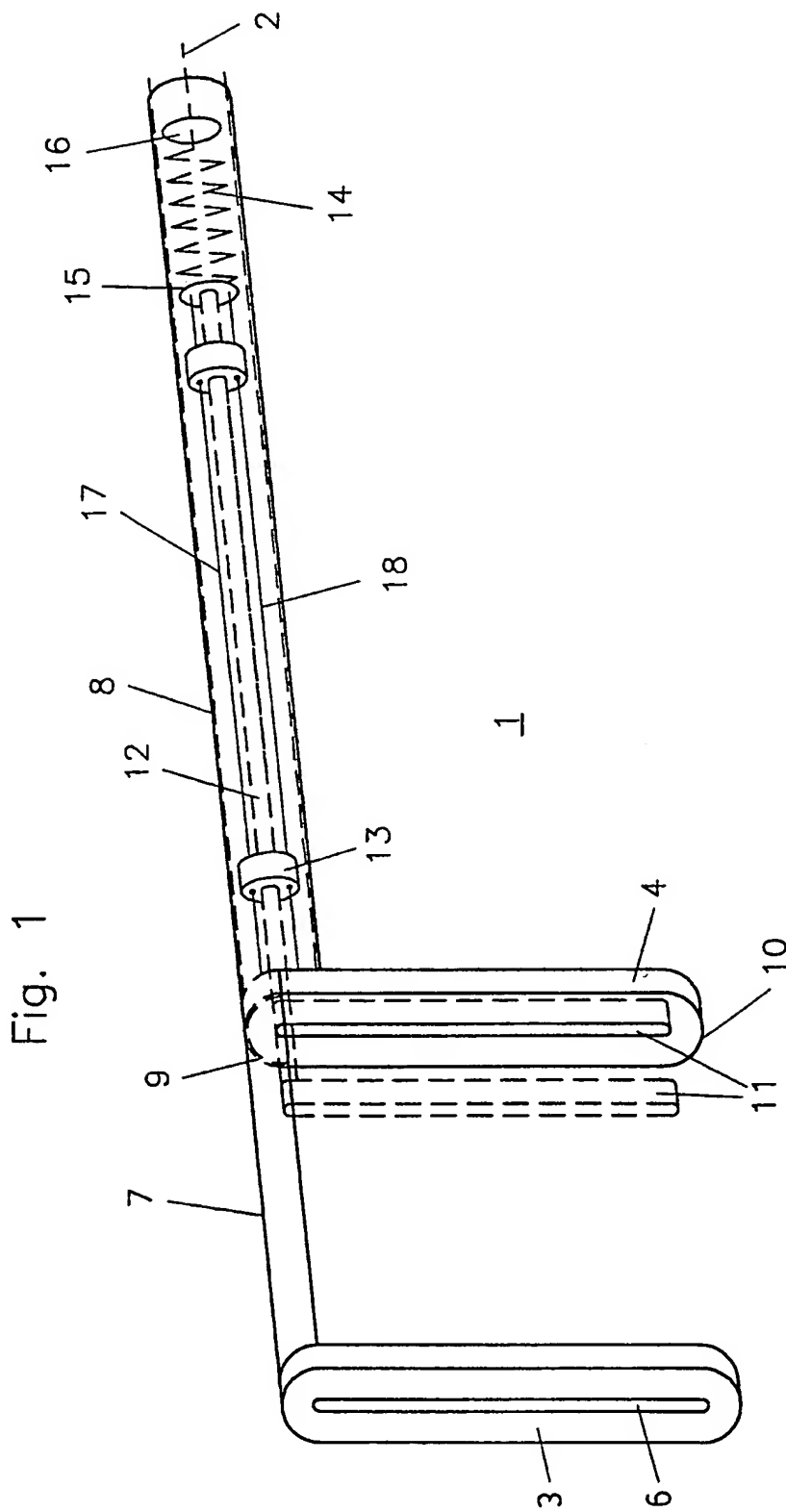


Fig. 2

